

明 細 書

画像処理方法及び画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、画像処理方法及び画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 医科領域においてはCT(Computed Tomography)やMRI(Magnetic Resonance Imaging)から得られた断層画像を用いた診断が一般的となっている。さらに近年のコンピュータハードウェア技術の発展により、これら断層画像から3次元画像を作成することが容易となり、患部の位置や形状のより正確で客観的な把握が可能となった。また、最近では3次元画像を用いた骨片の切断、合成シミュレーションや皮切開部位の距離計測など多くの研究が行われている。

[0003] 歯科領域においては、これまで医科用CTを流用してきたが装置の規模、画像の解像度などの点から歯科に最適化されているとは言えなかった。

[0004] これに対し、日本大学歯学部放射線学教室において新井らが、3DX(3DX Multi Image Micro CT)を開発した(次の文献参照。)

[0005] ・Arai Y、Honda K、Iwai K et al : Practical Model “3DX” of Limited Cone-Beam X-ray CT for Dental Use. CARS2001 : 2001、pp.671-675

・小照射野X線CTの実験機”3DX Multi Image Micro CT”の基本性能、歯科放射線学、2000;40(2)、2000、pp.145-154

この3DX装置は、撮影領域が局所的であることや装置自体がX線照射線量を低く抑えていることから、3DX装置全体でX線被曝線量が低減されている。撮影領域の濃度範囲は256階調で表現されるよう量子化されている。この3DX装置により得られた3次元投影データは従来のCTデータと比較して高い解像度を有し、任意方向から

の断層像を3次元的に表示することが可能であり、これまで困難であった顎骨や内耳の硬組織の微細な観察が可能である。これにより耳鼻科および歯科領域の硬組織診断での有効性が確認されている。

[0006] この3DX装置を用いて、発明者らは、これまでに、3DXから得られた3次元投影データをZ軸(対象物の中心を通る鉛直線)を中心に多方向から2次元画像上に展開することにより断層像を作製し、そこでノイズ低減、対象物の輪郭抽出を行った後、3次元上に再配列を行う方法を考案した。これは3DXから得られるデータが3次元上のボクセルデータであることに着目した手法である。

[0007] 以下、図1を用いて、その処理概要を説明する。

(画像の切り出し)

まず、図1(A)に示されている3DX装置を用いて、3次元投影データ(図1(B))に対して、Z軸を中心に多方向から2次元画像に切り出す(図1(C))。画像の切り出しは断層像を積層する方法に対し逆のアルゴリズムである。ここで、単純に空間分解能である0.125(1ボクセル)間隔で切り出すのではなく、ノイズ低減処理を含めるために移動平均処理を行い、切り出す深度方向に8枚の画像の平均値で1枚の画像となるよう画像を切り出す。

(2次元画像処理)

次に、得られた原画像からノイズを除去する。単なる2値化処理では対象物を正確に抽出することが困難であるため、以下で述べる処理を行い、2値化輪郭画像を得る(図1(D))。

(1)濃度変換によるコントラスト調整

(2)ガウシアンフィルターを用いた輪郭検出

(3)2値化

(4)細線化処理による輪郭抽出

(3次元画像の再構築)

得られた輪郭画像を2次元上に画像を切り出す際とは逆に、切り出した順番に各方向毎に積層させ3次元上に再配列を行い、方向毎に構築した3次元画像を3次元上において合成する(図1(E))。この際、各方向によって抽出される対象物領域が異な

るため、欠落している対象物の輪郭情報も他方向からの処理画像によって補間することができる。

(多軸切り出し)

なお、図1(C)のように、3次元投影データをZ軸を中心に2次元画像に切り出す以外に、図2に示す正四面体(A)、正六面体(B)、正八面体(C)、正一二面体(D)、正二十面体(E)の正多面体の各面の中心と正多面体の中心を結ぶ線を軸として2次元画像に切り出すようにしてもよい。

[0008] この3DX装置を用いて、これまでに5000症例の画像診断を行い、その有効性が確認されている。一方歯科医療も高度化により3次元画像を用いた診断が要求されている。3DXから得られる画像は高解像度であるためにノイズが多く、一般に骨領域の抽出に用いられている2値化処理では対象物表面が欠落し、良好な3次元画像を得ることができなかった。欠落、切断された輪郭線を修復する手法としては欠損部分または離散点の曲率を用いて滑らかに補間する方法や人間の視覚構造、主観的評価をもとに輪郭を検出する方法、ハフ変換を用いた補間方法などが提案されている。また歯科領域においては最適化に基づいたトレース図の生成方法について報告されている。

[0009] また、少ないデータ量にて高画質な3次元画像を生成する超音波診断装置において、収集座標のボリュームデータを所定の視線方向に基づいて定義される面に沿って分割し、複数のスライスデータを生成するスライスデータ生成し、複数のスライス面それぞれに対応する中間画像を求め、その中間画像を累積加算することにより表示画像を生成する技術も知られている(特開2003-61956号公報参照。)。

[0010] ところで、上記したこれらの手法は滑らかな連続線を検出することが可能であり有効性が確認されているが、いずれも欠損部分を何らかの方法により推定し、人工的な線で補間するものである。

[0011] そこで、発明者らはこれまでにノイズを多く含んだCTデータから対象物を抽出する新しい手法を考案し、これまでにその有効性について基本的な検討を、次に示す文献で発表した。

[0012] ・別府嗣信、網島均、新井嘉則:Ortho-CTを用いた3次元モデル構築に関する研

究、電子情報通信学会技術研究報告

MI2000-75、

2001、pp.145-149

・網島均、別府嗣信、新井嘉則：立体画像構成法（特願2000-358420）、2000

・Befu S、Tsunashima H、Arai Y：A study in Three-dimensional Image

Processing Method for 3DX Multi Image Micro CT. CARS2001: 2001、pp.665-670

・網島均、別府嗣信、山田鮎太、新井嘉則：歯科用小型X線CTにおける3次元画像構築法、Med. Imag. Tech. 21:157-165、

2003

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0013] しかしながら、有効性について基本的な検討を行った上述の文献において、構築した3次元画像を検討した結果、顎関節部分を撮影対象とした場合、下顎頭、下顎窩の分離が十分行われていないという問題が確認された。

[0014] 本発明は、上記問題に鑑みなされたものであり、3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、分離された部分を有する画像の分離を十分に行う画像処理方法及び画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0015] 上記課題を解決するために、本件発明は、以下の特徴を有する課題を解決するための手段を採用している。

[0016] 請求項1に記載された発明は、一ブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、前記一ブロック内に設定する（例えば、底面に位置する3次元CTデータを開始点に設定する。開始点は、一つであってもよい。）開始点設定手順と、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する（例えば、連続性を有する3次元CTデータにラベリングを行う。）連続性検出手順と、前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデー

タに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法である。

[0017] 請求項2に記載された発明は、所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、ブロック毎に、各ブロック内に設定する(例えば、底面に位置する3次元CTデータ及び上面に位置する3次元CTデータを開始点に設定する。開始点は、側面に有っても、内部にあってもよい。)開始点設定手順と、ブロック毎に、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法である。

[0018] 請求項5に記載された発明は、請求1ないし4記載の画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体である。

発明の効果

[0019] 3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、分離された部分を有する画像の分離を十分に行う画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]従来の画像処理方法の処理概要を説明するための図である。

[図2]正多面体である。

[図3]本発明が適用される3DX装置の例を説明するための図である。

[図4]3次元投影データを説明するための図である。

[図5]3次元対象物から得られた3次元CTデータから浮遊状ノイズ成分を除去する画像処理方法の処理フローである。

[図6]画像の連続性の検出を説明するための図である。

[図7]浮遊状ノイズ成分を除去処理する前の画像と除去処理した後の画像である。

[図8]浮遊状ノイズ成分を除去処理した後の画像である。

符号の説明

[0021] 1 3DX装置

11 放射線源

12 検知器

13 アナログーデジタル変換器

14 汎用コンピュータ

21 撮像対象

発明を実施するための最良の形態

[0022] 図3に、本発明が適用される3DX装置(3次元X線CT装置)の例を示す。

[0023] 撮像装置1は、3DX装置であり、放射線(X線)源11、検知器12、アナログーデジタル変換器13、汎用コンピュータ14から構成されている。放射線源11は、放射線(X線)を出射しており、放射線源11から出射された放射線は、撮像対象21に照射される。放射線源11からの放射線は、撮像対象21を透過して検知器(イメージ・インテンシファイア)12に入射される。検知器12は、入射された放射線の強度に応じた検知信号を出力する。

[0024] なお、汎用コンピュータ14は、データ処理部141と記憶部142とを有し、記憶部142には、画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムが記憶されている。データ処理部141は、アナログーデジタル変換器13から得たデータを画像処理プログラムに基づいてデータ処理を行う。なお、CD-ROM、CD-R、FDD等の記録媒体に記録された画像処理プログラムを、記憶部142にインストールするようにしてもよい。

[0025] また、アナログーデジタル変換器13の処理を、汎用コンピュータ14のデータ処理部141が行うようにしてもよい。その場合は、アナログーデジタル変換器13が無くてもよい。

[0026] 放射線源11と検知器12とは撮像対象21を挟んで互いに対向して配置されており、Z軸(対象物の中心を通る鉛直線)を中心として、1回転して360度方向から計512枚の投影データが収集される。検知器12で検知された検知信号(アナログ信号)は、アナログーデジタル変換器13に供給され、デジタルデータに変換される。アナログーデジタル変換器13でデジタルデータに変換されたデータは、汎用コンピュータ

14に供給されて画像処理が施されて、撮像対象21の3次元データを得ることができる。

- [0027] 3DX装置により得られた3次元投影データは、図4(B)に示されているように、高さ40mmで直径30mm×直径30mmの円柱型の画像形成領域を有する。また、1ボクセルは、図4(A)に示されているように、 $0.125 \times 0.125 \times 0.125$ であるので、図4(B)に示された円柱型の画像は、 $240 \times \pi \times (320/2)^2$ のボクセルを有する。

(浮遊状ノイズの除去)

構築した3次元画像には対象物周辺に、軟組織の影響によって浮遊状のノイズ成分が生じる。これら浮遊状ノイズ成分を除去するために、上下方向の連続性を見ながら除去する。

- [0028] 図5に、3次元対象物から得られた3次元CTデータから浮遊状ノイズ成分を除去する画像処理方法の処理フローを示す。

- [0029] 先ず、3DX装置において、所定の軸を中心として、3次元対象物を1回転して3次元CTデータが収集される(S10)。

- [0030] 次いで、3次元対象物から得られた3次元CTデータにおいて、画像領域の上部と下部から画像の連続性を見ていく。

(1) 画像領域の底面と接している画素に開始点を設定してラベリングを行う(S11)。

次に一段上の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同様に上面まで処理を行う(S12)。

- [0031] ステップS11とステップS12の処理を、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返す(S13)。

- [0032] ステップS11とステップS12の処理が、底面と接している画素にラベリングを行い、次いで、次の上の面の画素にラベリングを行うという風に、面単位で行われるため、逆U字状の場合(オーバハングしている場合)は、一度の処理で、全ての連続性を検出することができない。そこで、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返すものである。

(2) 画像領域の上面と接している画素にラベリングを行う(S21)。次に一段下の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同

様に底面まで処理を行う(S22)。

[0033] ステップS21とステップS22の処理を、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返す(S23)。

[0034] その結果、図6に示されているように、下顎頭、下顎窩には、ラベリングが行われ、浮遊状ノイズには、ラベリングが行われない。

(3)最後に画像全体をみてラベリングされていない画素に対して、画素値-0(黒)を入力して、3次元データの再構成を行う(S14)。

[0035] 再構成された3次元CTデータを用いて、画像を出力する(S15)。

[0036] 上記説明では、ラベリングを底面と接している画素及び上面と接している画素から開始した例で説明したが、開始点は、これに限らず、側面に有っても、内部にあってもよい。

[0037] また、上記説明では、ラベリングを面単位で行うように説明したが、ラベリングを点単位又は所定のボリューム単位で行うようにしてもよい。また、再帰処理を行うようにもできる。こうすることで、ステップS13及びステップS23の処理回数を少なくすることができる。場合によっては、ステップS13及びステップS23をなくすこともできる。

[0038] 図7(A)に、浮遊状ノイズ成分を除去処理する前の画像を示し、図7(B)に、除去処理した後の画像を示す。また、図8に、各方向からの除去処理後の画像を示す。

[0039] なお、本方法は、歯科医用に限らず、所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータに適用できる。

[0040] 本実施の形態に基づいて、3次元画像の寸法精度向上、対象物の再現性に関して試験して検討を行った。その結果、これまで困難であった下顎頭、下顎窩の分離が可能になり、臨床応用への適用が期待される。また、この3次元画像を用いての有限要素解析や光造形などを用いた実態モデルの構築などに応用可能である。

産業上の利用可能性

[0041] 本発明は、歯科・頭頸部用小照射野X線CT装置等に適用可能である。

請求の範囲

- [1] 一のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、
- 前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、前記一のブロック内に設定する開始点設定手順と、
- 前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、
- 前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法。
- [2] 所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、
- 前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、ブロック毎に、各ブロック内に設定する開始点設定手順と、
- ブロック毎に、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、
- 前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法。
- [3] 前記連続性検出手順における連続性の検出を面単位で又は点単位で行うことを特徴とする請求項1又は2記載の画像処理方法。
- [4] 前記所定の領域が顎関節部分であり、
- 複数のブロックが、下顎頭、下顎窩であることを特徴とする請求項2又は3記載の画像処理方法。
- [5] 請求1ないし4記載の画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体。

補正書の請求の範囲

[2004年10月28日 (28. 10. 04) 国際事務局受理：出願当初の請求の範囲1及び2は補正された；他の請求の範囲は変更なし。(1頁)]

【1】 (補正後)

一のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元上のボクセルデータである3次元CTデータを処理する画像処理方法において、

前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、前記一のブロック内に設定する開始点設定手順と、

前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、

前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法。

【2】 (補正後)

所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元上のボクセルデータである3次元CTデータを処理する画像処理方法において、

前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、ブロック毎に、各ブロック内に設定する開始点設定手順と、

ブロック毎に、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、

前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする画像処理方法。

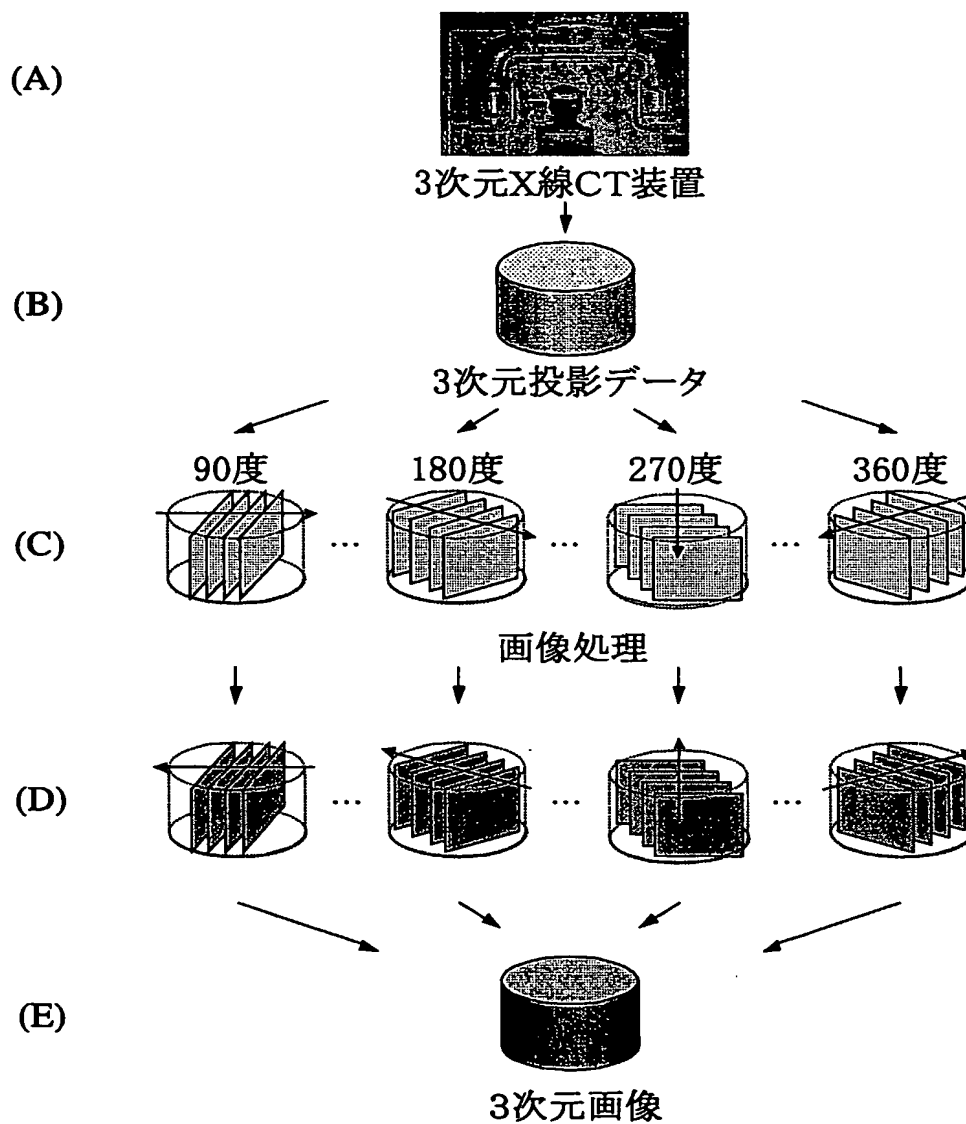
【3】 前記連続性検出手順における連続性の検出を面単位で又は点単位で行うことを特徴とする請求項1又は2記載の画像処理方法。

【4】 前記所定の領域が顎関節部分であり、

複数のブロックが、下顎頭、下顎窩であることを特徴とする請求項2又は3記載の画像処理方法。

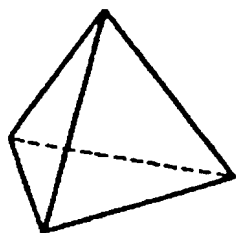
【5】 請求1ないし4記載の画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体。

【図1】

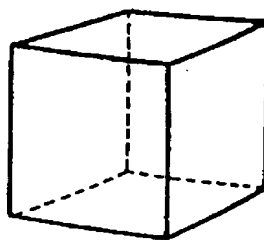


BEST AVAILABLE COPY

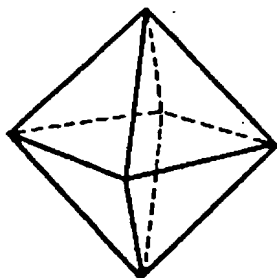
[図2]



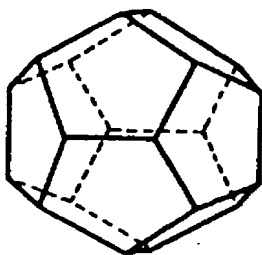
(A)



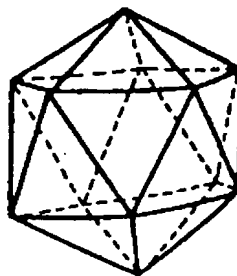
(B)



(C)

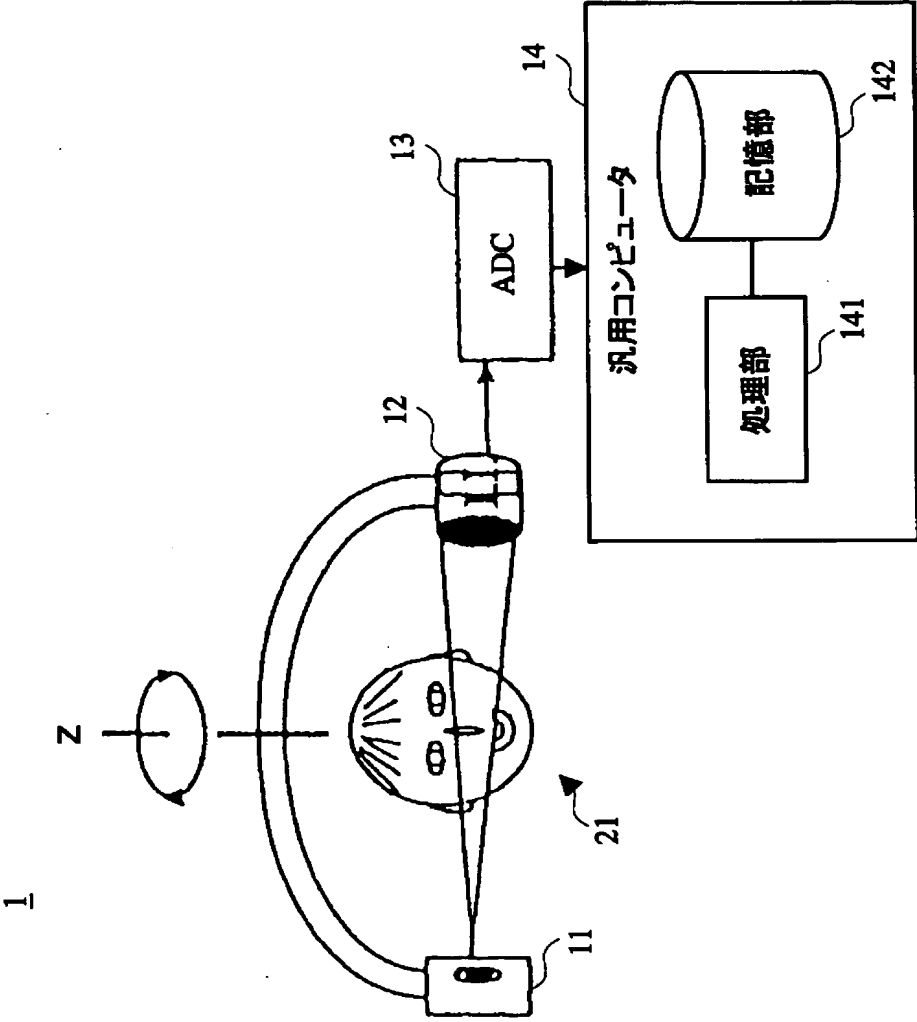


(D)

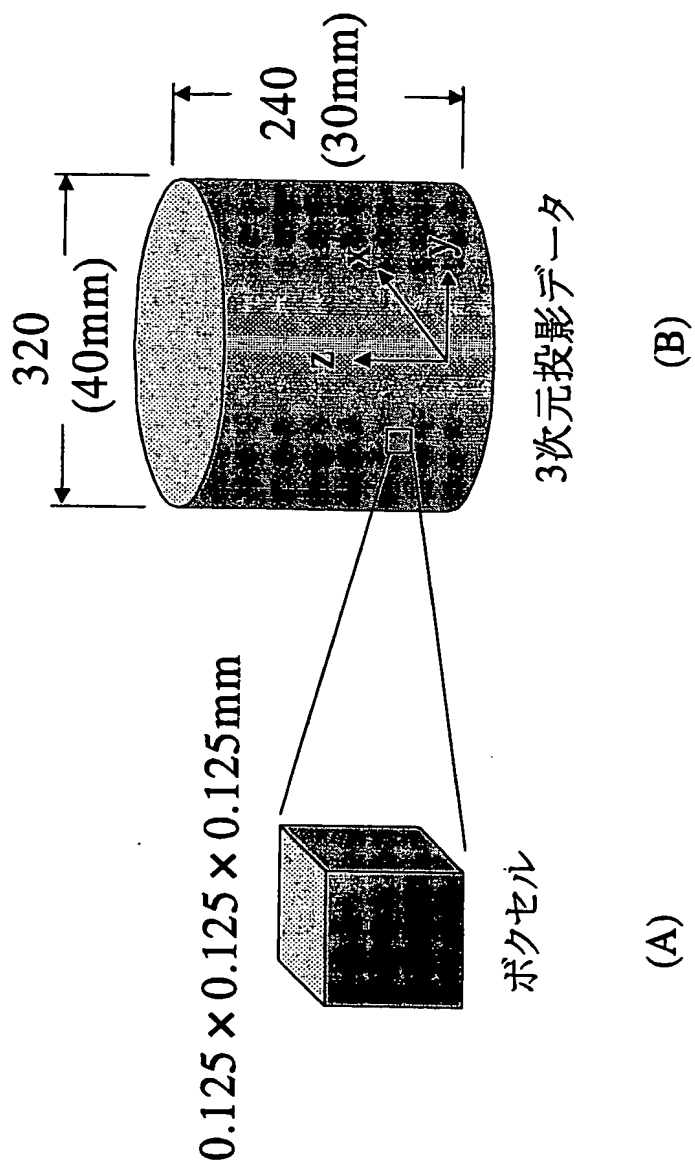


(E)

[図3]

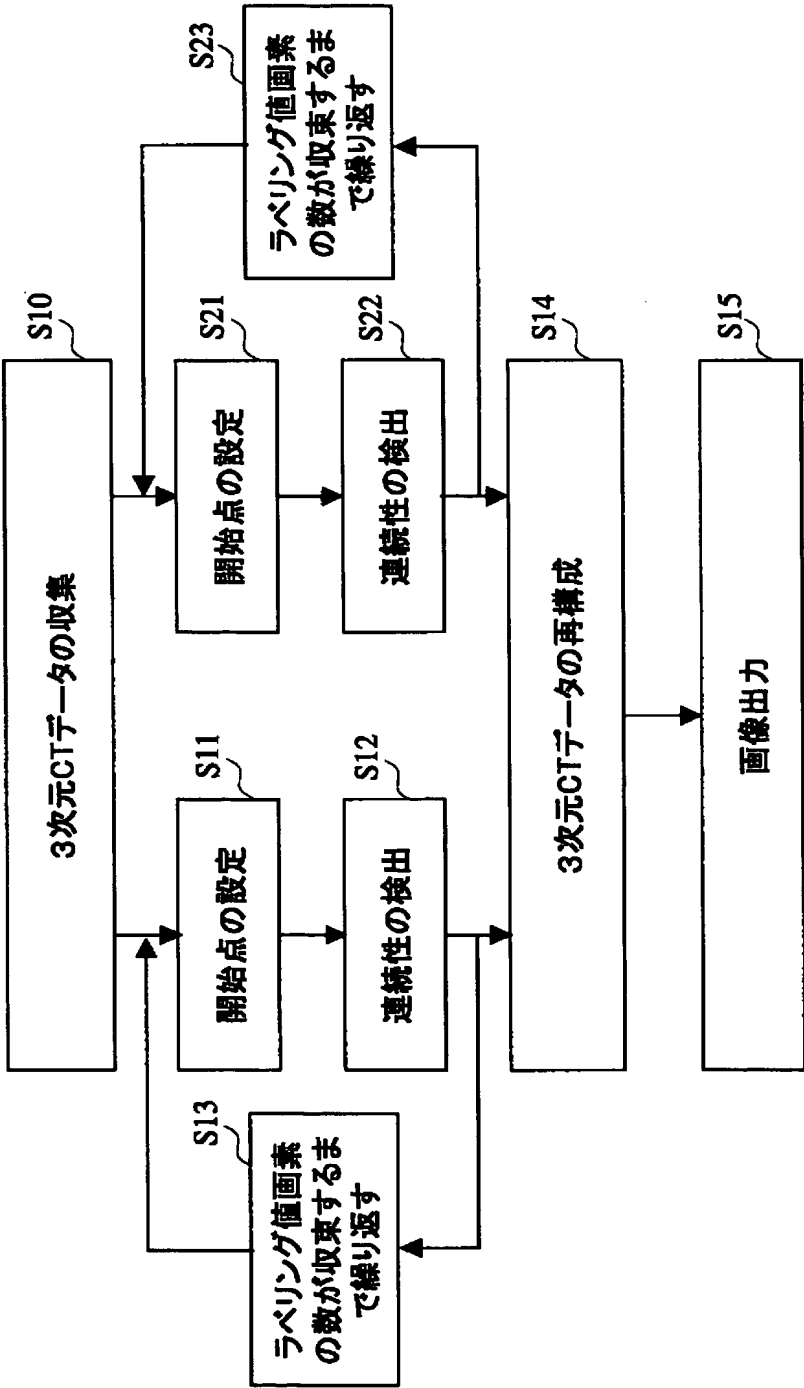


【図4】

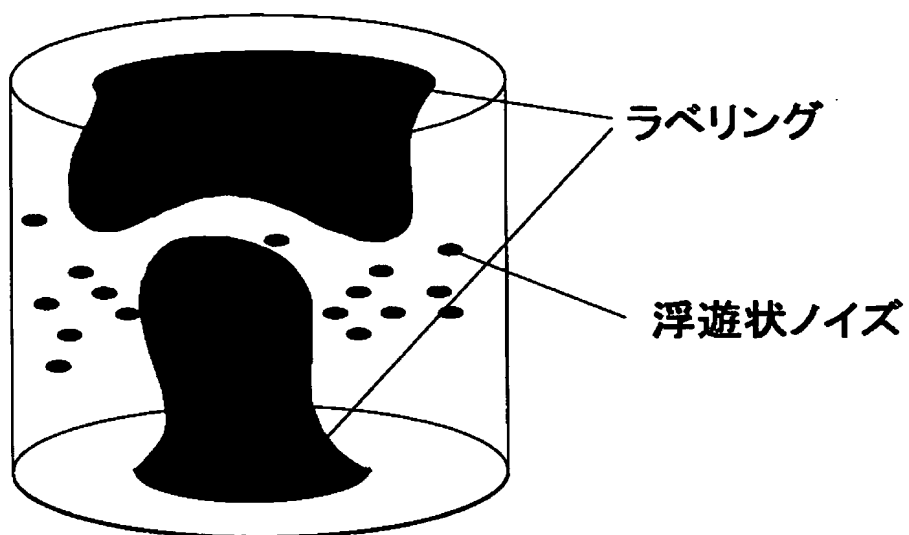


BEST AVAILABLE COPY

[図5]



[図6]



【図7】



(B)



(A)

BEST AVAILABLE COPY

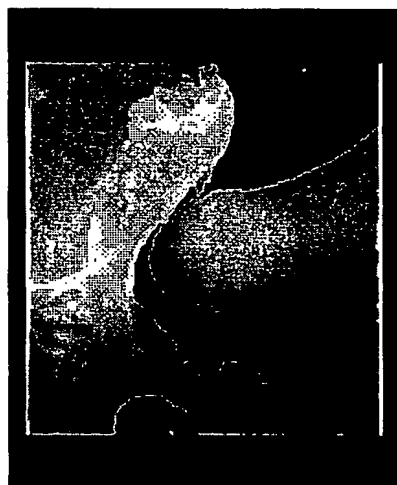
【図8】



(B)



(D)



(A)



(C)

BEST AVAILABLE COPY

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/010619

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2-118887 A (General Electric Co.), 07 May, 1990 (07.05.90), Full text; Figs. 1 to 11 & DE 68925317 C & EP 354026 A2 & EP 354026 A3 & US 4903202 A & US 4905148 A	1-5
Y	JP 63-118990 A (General Electric Co.), 23 May, 1988 (23.05.88), Full text; Figs. 1 to 9 & DE 3751300 C & EP 261447 A2 & US 4791567 A	1-5
Y	WO 2002/043001 A1 (Nihon University), 30 May, 2002 (30.05.02), Full text; Figs. 1 to 20 & US 2003/0002724 A1	1-5



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

12 August, 2004 (12.08.04)

Date of mailing of the international search report

31 August, 2004 (31.08.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B6/03		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B6/00-6/14		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2-118887 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1990.05.07 全文、第1-11図 & DE 68925317 C & EP 354026 A2 & EP 354026 A3 & US 4903202 A & US 4905148 A	1-5
Y	JP 63-118990 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1988.05.23 全文、第1-9図 & DE 3751300 C & EP 261447 A2 & US 4791567 A	1-5
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
12.08.2004	31.8.2004	
国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官 (権限のある職員)	2W 9309
日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	安田 明央	
	電話番号 03-3581-1101	内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	WO 2002/043001 A1 (学校法人日本大学) 2002. 05. 30 全文、第1-20図 & US 2003/0002724 A1	1-5